

This Page Is Inserted by IFW Operations  
and is not a part of the Official Record

## **BEST AVAILABLE IMAGES**

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images may include (but are not limited to):

- BLACK BORDERS
- TEXT CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES
- FADED TEXT
- ILLEGIBLE TEXT
- SKEWED/SLANTED IMAGES
- COLORED PHOTOS
- BLACK OR VERY BLACK AND WHITE DARK PHOTOS
- GRAY SCALE DOCUMENTS

**IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.**

**As rescanning documents *will not* correct images,  
please do not report the images to the  
Image Problem Mailbox.**

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開平11-318902

(43) 公開日 平成11年(1999)11月24日

(51) Int.Cl.<sup>6</sup>

識別記号

F I

A 6 1 B 8/06

A 6 1 B 8/06

G 0 6 T 1/00

H 0 4 N 7/18

Q

H 0 4 N 7/18

G 0 6 F 15/62

3 9 0 D

審査請求 未請求 請求項の数16 OL (全 12 頁)

(21) 出願番号 特願平11-90410

(22) 出願日 平成11年(1999)3月31日

(31) 優先権主張番号 09/065212

(32) 優先日 1998年4月23日

(33) 優先権主張国 米国 (US)

(31) 優先権主張番号 09/052789

(32) 優先日 1998年3月31日

(33) 優先権主張国 米国 (US)

(71) 出願人 390041542

ゼネラル・エレクトリック・カンパニイ

GENERAL ELECTRIC CO  
MPANY

アメリカ合衆国、ニューヨーク州、スケネ  
クタディ、リバーロード、1番

(72) 発明者 リチャード・ユング・シャオ

アメリカ合衆国、ニューヨーク州、クリフ  
トン・パーク、ブットナム・レーン、10番

(74) 代理人 弁理士 生沼 徳二

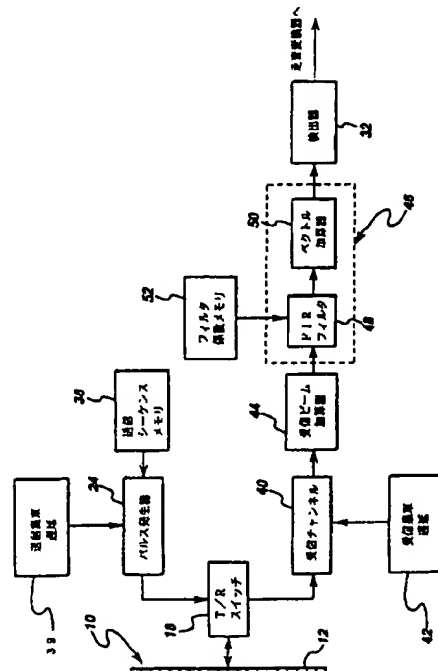
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波反射体をイメージングするシステムおよび方法

(57) 【要約】

【課題】 Bモードで直接的に流れをイメージングする  
為の方法および装置を提供する。

【解決手段】 本発明では、送信焦点位置に送信された  
パルス・シーケンスからの反射された信号が、送信経路  
に沿った静止した又は動きの遅い反射体からのエコーを  
除去するようにフィルタリングされる。その結果の流れ  
信号が通常のBモード・ベクトル上に重ねられて表示さ  
れる。Bモード流れ画像が、上記の手順を、関心のある  
領域にわたる複数の送信焦点位置について繰り返すこと  
によって形成される。フィルタリングは、調波画像フィ  
ードスルー及び随意選択によるBモード（基本波）フィ  
ードスルーを持つ高域通過ウォール・フィルタ（例えば  
FIRフィルタ）を使用して、（送信ファイヤリングに  
沿って）スロー・タイムで実行される。その結果のBモ  
ード流れ画像は、静止した又は動きの遅い反射体からの  
低いクラッタ、高い分解能、高いフレーム速度、および  
全方向の流れ感受性を有する。



## 【特許請求の範囲】

【請求項1】 超音波反射体をイメージングするシステムにおいて、  
 複数のトランスデューサ素子を含んでいる超音波トランスデューサ・アレイと、  
 前記トランスデューサ・アレイに結合されていて、1番目の送信ファイヤリング時に第1のパルス・シーケンスにより、また2番目の送信ファイヤリング時に第2のパルス・シーケンスにより、前記複数のトランスデューサ素子のうちの送信開口を形成する選択されたトランスデューサ素子をパルス駆動するパルス駆動手段であって、前記第1および第2のパルス・シーケンスが同じであるパルス駆動手段と、  
 前記パルス駆動手段に結合されていて、前記1番目および2番目の送信ファイヤリング時に第1および第2のビームをそれぞれ形成する送信ビーム形成手段であって、前記第1および第2のビームが実質的に同じ送信焦点位置に集束されている送信ビーム形成手段と、  
 前記トランスデューサ・アレイに結合されていて、前記1番目の送信ファイヤリングの後に、前記複数のトランスデューサ素子のうちの受信開口を形成する他の選択されたトランスデューサ素子からの第1組の受信信号から第1のビーム加算された受信信号を形成すると共に、前記2番目の送信ファイヤリングの後に、前記複数のトランスデューサ素子のうちの前記受信開口を形成する前記他の選択されたトランスデューサ素子からの第2組の受信信号から第2のビーム加算された受信信号を形成する受信ビーム形成手段と、  
 前記第1のビーム加算された受信信号に対して第1組のフィルタ係数を供給すると共に、前記第2のビーム加算された受信信号に対して前記第1組のフィルタ係数とは異なる第2組のフィルタ係数を供給するフィルタ係数供給手段と、  
 前記受信ビーム形成手段の出力に結合された入力、前記フィルタ係数供給手段から前記第1および第2組のフィルタ係数を受け取るように結合された複数M個のフィルタ・タップ、並びに前記第1のビーム加算された受信信号と前記第1組のフィルタ係数とに依存して第1のフィルタリングされた信号を供給し且つ前記第2のビーム加算された受信信号と前記第2組のフィルタ係数とに依存して第2のフィルタリングされた信号を供給する出力を含んでいるフィルタと、  
 前記フィルタの出力に結合されていて、少なくとも前記第1および第2のフィルタリングされた信号を加算して、ウォール・フィルタリングされた信号を形成するベクトル加算器と、  
 前記ウォール・フィルタリングされた信号をBモード処理して、Bモード流れ画像信号を形成する手段と、  
 前記Bモード流れ画像信号の関数である画像を表示する表示手段とを有していることを特徴とする、超音波反射

体の流れをイメージングするシステム。

【請求項2】 前記第1組のフィルタ係数が所定の1組のフィルタ係数に第1のスカラ重み係数 $a_0$ を乗算することによって導き出され、また前記第2組のフィルタ係数が前記所定の1組のフィルタ係数に第2のスカラ重み係数 $a_1$ を乗算することによって導き出されている請求項1記載のシステム。

【請求項3】 前記第1のスカラ重み係数 $a_0$ が量 $\alpha$ だけ振動されてBモード・フィードスルーを達成する請求項2記載のシステム。

【請求項4】 前記所定の1組のフィルタ係数は、前記フィルタが実質的に基本波信号を通過させ且つ実質的に高調波または低調波信号を除去するように選択されている請求項2記載のシステム。

【請求項5】 前記所定の1組のフィルタ係数は、前記フィルタが実質的に高調波または低調波信号を通過させ且つ実質的に基本波信号を除去するように選択されている請求項2記載のシステム。

【請求項6】  $a_0 = -a_1$ である請求項2記載のシステム。

【請求項7】 超音波反射体をイメージングする方法において、

1番目の送信ファイヤリング時に第1の送信ビームを形成するために、第1のパルス・シーケンスにより、トランスデューサ・アレイ内の送信開口を形成する第1組のトランスデューサ素子を駆動する工程と、

前記1番目の送信ファイヤリングの後に、トランスデューサ・アレイ内の受信開口を形成する第2組のトランスデューサ素子から第1組のエコー信号を受信する工程と、

前記第1組のエコー信号から第1のビーム加算された受信信号を形成する工程と、

2番目の送信ファイヤリング時に第2の送信ビームを形成するために、第2のパルス・シーケンスにより前記第1組のトランスデューサ素子を駆動する工程であって、前記第1および第2のパルス・シーケンスが同じであり、前記第1および第2の送信ビームが実質的に同じ送信焦点位置に集束されている工程と、

前記2番目の送信ファイヤリングの後に、前記第2組のトランスデューサ素子から第2組のエコー信号を受信する工程と、

前記第2組のエコー信号から第2のビーム加算された受信信号を形成する工程と、

前記第1のビーム加算された受信信号と第1組のフィルタ係数とに依存して第1のフィルタリングされた信号を形成する工程と、

前記第2のビーム加算された受信信号と前記第1組のフィルタ係数とは異なる第2組のフィルタ係数とに依存して第2のフィルタリングされた信号を形成する工程と、  
 前記第1および第2のフィルタリングされた信号を加算

して、ウォール・フィルタリングされた信号を形成する工程と、  
前記ウォール・フィルタリングされた信号をBモード処理して、Bモード流れ画像信号を形成する工程と、  
前記Bモード流れ画像信号の関数である画像を表示する工程とを有していることを特徴とする、超音波反射体の流れをイメージングする方法。

【請求項8】 前記第1組のフィルタ係数が所定の1組のフィルタ係数に第1のスカラ重み係数 $a_0$ を乗算することによって導き出され、また前記第2組のフィルタ係数が前記所定の1組のフィルタ係数に第2のスカラ重み係数 $a_1$ を乗算することによって導き出されている請求項8記載の方法。

【請求項9】 前記第1のスカラ重み係数 $a_0$ が量 $\alpha$ だけ摂動されてBモード・フィードスルーを達成する請求項8記載の方法。

【請求項10】 前記所定の1組のフィルタ係数は、前記フィルタが実質的に基本波信号を通過させ且つ実質的に高調波または低調波信号を除去するように選択されている請求項8記載の方法。

【請求項11】 前記所定の1組のフィルタ係数は、前記フィルタが実質的に高調波または低調波信号を通過させ且つ実質的に基本波信号を除去するように選択されている請求項8記載の方法。

【請求項12】  $a_0 = -a_1$ である請求項8記載の方法。

【請求項13】 超音波反射体をイメージングするシステムにおいて、  
複数のトランスデューサ素子を含んでいる超音波トランスデューサ・アレイと、  
前記トランスデューサ・アレイに結合されていて、1番目の送信ファイヤリング時に第1のパルス・シーケンスにより、また2番目の送信ファイヤリング時に第2のパルス・シーケンスにより、前記複数のトランスデューサ素子のうちの送信開口を形成する選択されたトランスデューサ素子をパルス駆動するパルス駆動手段であって、前記第1および第2のパルス・シーケンスが同じであるパルス駆動手段と、  
前記パルス駆動手段に結合されていて、前記1番目および2番目の送信ファイヤリング時に第1および第2のビームをそれぞれ形成する送信ビーム形成手段であって、前記第1および第2のビームが実質的に同じ送信焦点位置に集束されている送信ビーム形成手段と、  
前記トランスデューサ・アレイに結合されていて、前記1番目の送信ファイヤリングの後に、前記複数のトランスデューサ素子のうちの受信開口を形成する他の選択されたトランスデューサ素子からの第1組の受信信号から第1のビーム加算された受信信号を形成すると共に、前記2番目の送信ファイヤリングの後に、前記複数のトランスデューサ素子のうちの前記受信開口を形成する前記

他の選択されたトランスデューサ素子からの第2組の受信信号から第2のビーム加算された受信信号を形成する受信ビーム形成手段と、

所定の範囲内の周波数を持つ成分を実質的に分離する分離手段であって、前記第1のビーム加算された受信信号に第1組のフィルタ係数を適用することによって第1のフィルタリングされた信号を形成すると共に、前記第2のビーム加算された受信信号に前記第1組のフィルタ係数とは異なる第2組のフィルタ係数を適用することによって第2のフィルタリングされた信号を形成する分離手段と、

前記分離手段の出力に結合されていて、少なくとも前記第1および第2のフィルタリングされた信号を加算して、ウォール・フィルタリングされた信号を形成するベクトル加算器と、

前記ウォール・フィルタリングされた信号をBモード処理して、Bモード流れ画像信号を形成する手段と、  
前記Bモード流れ画像信号の関数である画像を表示する表示手段とを有していることを特徴とする、超音波反射体の流れをイメージングするシステム。

【請求項14】 前記分離手段が、実質的に基本波信号を通過させ且つ実質的に高調波または低調波信号を除去するように構成されている請求項13記載のシステム。

【請求項15】 前記分離手段が、実質的に高調波または低調波信号を通過させ且つ実質的に基本波信号を除去するように構成されている請求項13記載のシステム。

【請求項16】 超音波反射体をイメージングする方法において、

流れている流体中に造影剤を注入する工程と、

1番目の送信ファイヤリング時に第1の送信ビームを形成するために、第1のパルス・シーケンスにより、トランスデューサ・アレイ内の送信開口を形成する第1組のトランスデューサ素子を駆動する工程と、

前記1番目の送信ファイヤリングの後に、トランスデューサ・アレイ内の受信開口を形成する第2組のトランスデューサ素子から第1組のエコー信号を受信する工程と、

前記第1組のエコー信号から第1のビーム加算された受信信号を形成する工程と、

2番目の送信ファイヤリング時に前記第1の送信ビームと実質的に同じ送信焦点位置に集束される第2の送信ビームを形成するために、前記第1のパルス・シーケンスと同じ第2のパルス・シーケンスにより、前記第1組のトランスデューサ素子を駆動する工程と、

前記2番目の送信ファイヤリングの後に、前記第2組のトランスデューサ素子から第2組のエコー信号を受信する工程と、

前記第2組のエコー信号から第2のビーム加算された受信信号を形成する工程と、

実質的に前記第1のビーム加算された受信信号の中に含

まれている第1の調波（高調波または低調波）信号を分離し且つ前記第2のビーム加算された受信信号の中に含まれている第2の調波（高調波または低調波）信号を分離する工程と、

前記第1および第2の調波（高調波または低調波）信号を加算して、ウォール・フィルタリングされた信号を形成する工程と、

前記ウォール・フィルタリングされた信号をBモード処理して、Bモード流れ画像信号を形成する工程と、

前記Bモード流れ画像信号の関数である画像を表示する工程とを有していることを特徴とする、超音波反射体の流れをイメージングする方法。

#### 【発明の詳細な説明】

##### 【0001】

【産業上の利用分野】本発明は一般的には、医学的診断を目的とした人体の解剖学的構造の超音波イメージングに関する。具体的には、本発明は、（造影剤を用い又は用いずに）人体内の動いている流体または組織に超音波を送信してから反射された超音波エコーを検出することにより該流体または組織をイメージングする方法に関する。

##### 【0002】

【従来の技術】従来の超音波スキャナは、画素（ピクセル）の輝度がエコー反射の強度に基づくようにして組織の2次元Bモード画像を形成する。いわゆる「カラー流れ」モードでは、血液の流れまたは組織の動きをイメージング（すなわち、画像化または映像化）することが出来る。従来の超音波流れイメージング方法では、ドップラーの原理または時間領域相互相関方法のいずれかを使用して、平均流速を推定し、次いでこれをBモード画像に重畳してカラーで表示している。

【0003】ドップラー効果を使用して心臓および血管内の血液の流れを測定することは知られている。反射された超音波の周波数シフトを使用して、組織または血液からの超音波反射体の速度を測定することが出来る。反射された周波数の変化すなわちシフトは、血液の流れがトランスジューサの方へ向かっているときは増大し、血液の流れがトランスジューサから遠ざかる方向であるときは減少する。このドップラー・シフトを処理することにより、平均流速を推定し、これを表示する際に異なるカラー（色）を使用して流れの速度および方向を表すようにすることが出来る。カラー流速モードでは、数百の隣接したサンプル・ボリュームが同時に表示され、これらの全てが各々のサンプルの速度を表すためにカラー・コード化されている。

【0004】既知のイメージング・システムによれば、カラー流れモードでは各々の焦点について複数の送信ファイヤリング（発射）が用いられている。16回もの送信よりなるパケットに作用して、高域通過ウォール(wall)フィルタが動きの遅い組織または血管壁からのエコー

を除去して、カサイ(Kasai)自己相関アルゴリズムまたは相互相関アルゴリズムを使用して平均流速を推定するその後の流れ処理の為に信号のダイナミック・レンジを低減する。

【0005】定量的な速度情報は従来のカラー流れイメージングにおいて得ることが出来るが、物理的な流れを見るための能力は、そのクラッタ(clutter)除去能力、分解能、フレーム速度および軸方向のみの流れ感受性によって、制限されている。以前に、Bモード・イメージングにおいて動いている超音波反射体をイメージングするためにデジタル減算法が提案された。例えば、Proc. 1992 IEEE Ultrason. Symp. 誌、第1277頁～第1280頁所載のIshihara等の論文「高速デジタル減算超音波検査法を使用した血流におけるパス線(Path Lines in BloodFlow Using High-Speed Digital Subtraction Echography)」およびProc. 1990 IEEE Ultrason. Symp. 誌、第1473頁～第1476頁所載のIshihara等の論文「高速デジタル減算超音波検査法：原理、並びに動脈硬化症、不整脈および血流視覚化への予備的応用(High-Speed Digital Subtraction Echography: Principle and Preliminary Application to Arteriosclerosis, Arrhythmia and Blood Flow Visualization)」を参照されたい。しかし、これらの方法はフレーム間の減算を使用しており、これは本質的に非常に低い遮断周波数を持つ2タップウォール・フィルタを用いている。この低い遮断周波数は、隣り合うフレーム相互の間の長い時間遅延に起因するものであり、これにより、動きの遅い組織または血管壁からの信号が適切に抑圧されない。

【0006】米国特許第5,632,277号には、位相反転減算を使用する非線形イメージング・システムが開示されている。この特許の発明では、第1および第2の超音波パルスがイメージングしようとする物体に交互に送信されており、その実施態様では180度異なる2つのパルスが送信されて、受信時に加算されている。従来の超音波画像は基本信号成分と調波（ハーモニック）信号成分との組合せから形成されており、後者の成分は、組織のような非線形媒体または造影剤を含有する血流の中で発生される。場合によっては、基本信号成分を抑圧して調波成分を強調することによって超音波画像を改善することが出来る。

【0007】伝統的にイメージングするのが困難な血管構造の診断に役立てる為に超音波医学用に造影剤が開発されている。例えば、Ultrasonics 誌、第29巻（1991年）、第324頁～第380頁所載のdeJong等の論文「超音波造影剤の原理および最近の開発(Principle and Recent Developments in Ultrasound Contrast Agents)」には、造影剤の使用法が考察されている。造影剤は、典型的には直径が1～10ミクロンの範囲内にあるマイクロバブル(microbubble)であり、血流中に注入さ

れる。これらのマイクロバブルからの反射信号は血球の反射信号よりも遙かに大きいので、血流のイメージングを可能にするマーカーとして使用される。これらの造影剤からのエコーを更に分離する為の1つの方法は、造影剤のエコーの調波（高調波または低調波）成分を使用することであり、これらの調波成分は造影剤を含んでいない周囲の組織からの調波成分よりもずっと大きい。例として、Proc. 1992 IEEE Ultrason. Symp. 誌、第1175頁～第1177頁所載のNewhouse等の論文「第2高調波ドップラー超音波血液灌流測定(Second Harmonic Doppler Ultrasound Blood Perfusion Measurement)」、およびProc. 1994 IEEE Ultrason. Symp. 誌、第1547頁～第1550頁所載のBurns等の論文「マイクロバブル造影剤使用する調波パワー・モード・ドップラー：小さな血管の流れのイメージングの為の改良方法(Harmonic Power Mode Doppler Using Microbubble Contrast Agents: An Improved Method for Small Vessel Flow Imaging)」を参照されたい。調波（高調波または低調波）信号の流れイメージングを実行するには、主として、狭帯域信号を周波数 $f_0$ で送信し、 $2f_0$ （第2高調波）または $f_0/2$ （低調波）を中心とする帯域の信号を受信して、通常のカラール処理を行う。この方式は、従来のカラールイメージングの全ての制約を有する、すなわち、フレーム速度が低く、また流れ感受性が軸方向のみである。

#### 【0008】

【発明が解決しようとする課題】従って、動いている反射体を直接的にイメージングすることによって物理的な流れをBモードで視覚化する方法が要望されている。これには、イメージング・システムが高いダイナミック・レンジを有し、静止した又は動きの遅い組織および血管壁からのクラッタを除去する能力を有し、高い分解能、高いフレーム速度および全方向における流れ感受性を有することが必要である。

#### 【0009】

【課題を解決するための手段】Bモードで直接的に流れをイメージングする方法および装置は、送信焦点位置に送信される広帯域パルスのシーケンスを用い、このシーケンスからの反射された信号が、送信経路に沿った静止した又は動きの遅い反射体からのエコーを除去するようにフィルタリングされる。その結果得られる流れ信号が通常Bモード・ベクトル上に重畳されて、表示される。Bモード流れ画像が、上記の手順を、関心のある領域にわたる複数の送信焦点位置について繰り返すことによって形成される。フィルタリングは、（送信ファイヤリングに沿って）スロー・タイム(slow time)で実行され、Bモード画像フィードスルー(feed-through)機能を持つ高域通過「ウォール・フィルタ」(例えば、FIRフィルタ)で構成される。このファイヤリング間フィルタリングでは、フレーム間フィルタリングに比べて遮

断周波数を有用な範囲へ増大させながら、ウォール・フィルタを一層長くすることにより一層良好なクラッタ抑圧をうることが出来る。ウォール・フィルタは流れ信号対クラッタ比を増大させ、この比は造影剤を使用することによって更に増大させることが出来る。その結果のBモード流れ画像は、静止した又は動きの遅い組織および血管壁からのクラッタが低く、分解能が高く、フレーム速度が高く、流れ感受性が全方向にあるという利点を有する。

【0010】本発明の好ましい態様によれば、広帯域パルスが特定の送信焦点位置に複数回送信される。受信時に、基本波信号が（例えば、帯域通過フィルタを使用して）分離され、次いでこの分離された基本波信号がウォール・フィルタを使用してファイヤリング間に高域通過フィルタリングされる。この通過した信号を使用することにより、造影剤を血液中に注入することなく血液の流れ（血流）をイメージングすることが出来る。

【0011】本発明の別の好ましい態様によれば、ガス充填マイクロバブルから作られた造影剤が血液中に注入されて、血流をイメージングするためのマーカーとして作用する。パルスが特定の送信焦点位置に複数回送信される。高調波または低調波信号が、送信された超音波パルスと伝搬媒体、詳しくは注入された造影剤との間の非線形相互作用によって発生される。受信時に、所望の調波（高調波または低調波）信号が（例えば、帯域通過フィルタを使用して）分離され、次いでこの分離された調波（高調波または低調波）信号がウォール・フィルタを使用してファイヤリング間に高域通過フィルタリングされる。このフィルタリングの結果として、送信経路に沿った静止していない領域すなわち流れ領域から反射された調波（高調波または低調波）信号を抽出することが出来る。この結果得られる調波（高調波または低調波）流れ信号は通常Bモード・ベクトル上に重畳されて、表示される。不所望の組織の信号に寄与するような調波（高調波または低調波）周波数の受信エネルギーは、ウォール・フィルタによって抑圧される。

#### 【0012】

【発明の実施の形態】図1には、従来の超音波イメージング・システムが示されており、該システムは、複数の別々に駆動されるトランスジューサ素子12で構成されたトランスジューサ・アレイ10を有する。各々のトランスジューサ素子12は、送信器14によって発生されたパルス波形により付勢されたときに超音波エネルギーのバーストを生じる。検査中の物体からトランスジューサ・アレイ10へ反射された超音波エネルギーは各々のトランスジューサ素子12によって電気信号へ変換されて、1組の送受切換え(T/R)スイッチ18を介して受信器16へ別々に印加される。T/Rスイッチ18は典型的にはダイオード群で構成されていて、送信用電子回路によって発生された高電圧から受信電子回路を保護す

る。送信信号により、ダイオード群が受信器への該信号を遮断または制限する。送信器 1 4 および受信器 1 6 は、操作員からの命令に应答して主制御装置 2 0 の制御の下に作動される。完全な 1 回の走査（スキャン）は一連のエコー信号を取得することによって実行され、その際、送信器 1 4 が一時的にオンに駆動されて各々のトランスジューサ素子 1 2 を付勢し、その後各々のトランスジューサ素子 1 2 によって発生されたエコー信号が受信器 1 6 に印加される。或るチャンネルは、別のチャンネルが未だ送信を行っている間に受信を開始し得る。受信器 1 6 は各々のトランスジューサ素子からの別々のエコー信号を組み合わせて単一のエコー信号を作成し、この単一のエコー信号は表示モニタ 2 2 上の画像内の一走査線を作成するために使用される。

【0013】主制御装置 2 0 の指令の下に、送信器 1 4 は、超音波エネルギーが方向付けされ集束されたビームとして送出されるようにトランスジューサ・アレイ 1 0 を駆動する。これを達成するために、それぞれの時間遅延が送信ビーム形成装置 2 6 によって複数のパルス発生器 2 4 に与えられる。主制御装置 2 0 は音波パルスが送信される条件を決定する。この情報により、送信ビーム形成装置 2 6 は、パルス発生器 2 4 によって発生されるべき各々の送信パルスのタイミングおよび振幅を決定する。各々の送信パルスの振幅はアポダイゼーション (apodization) 発生回路 3 6 によって作成される。アポダイゼーション発生回路は、例えば、各々のパルス発生器に対する電源電圧を設定する高電圧制御器で構成することが出来る。パルス発生器 2 4 は、次いで、T/R スイッチ 1 8 を介してトランスジューサ・アレイ 1 0 の各々のトランスジューサ素子 1 2 へ送信パルスを送る。T/R スイッチ 1 8 はトランスジューサ・アレイに存在する恐れのある高電圧から時間利得制御 (TGC) 増幅器を保護する。アポダイゼーション重みがアポダイゼーション発生回路 3 6 内で発生される。アポダイゼーション発生回路 3 6 は、送信ビーム形成装置 2 6 から重み付けデータを取り出して、それを上記の高電圧制御器を介してパルス発生器 2 4 へ印加する 1 組のデジタル・アナログ変換器を含んでいてよい。従来のように送信集束時間遅延を適切に調節することによって、また送信アポダイゼーション重みを調節することによって、超音波ビームを方向付けし集束させて、送信ビームを形成することが出来る。

【0014】超音波エネルギーの各々のバーストによって発生されるエコー信号は、各送信ビームに沿った相次ぐ距離に位置する物体から反射する。これらのエコー信号は各々のトランスジューサ素子 1 2 によって別々に検出され、特定の時点におけるエコー信号の大きさのサンプルが特定の距離において生じる反射の量を表す。反射点と各々のトランスジューサ素子 1 2 との間の伝搬経路の差により、エコー信号は同時に検出されず、またそれら

の大きさは等しくない。受信器 1 6 は、各々の受信チャンネル内のそれぞれの TGC 増幅器 2 8 によって別々のエコー信号を増幅する。各 TGC 増幅器による増幅度は、TGC 回路（図示していない）によって駆動されるそれぞれの制御路（図示していない）を介して制御される。TGC 回路は主制御装置および複数のポテンショメータの手動操作によって設定される。増幅されたエコー信号は、次いで、受信ビーム形成装置 3 0 へ供給される。受信ビーム形成装置の各々の受信チャンネルは、それぞれの TGC 増幅器 2 8 を介してそれぞれのトランスジューサ素子 1 2 に接続される。

【0015】主制御装置 2 0 の指令の下に、受信ビーム形成装置 3 0 は送信ビームの方向を追跡する。受信ビーム形成装置 3 0 は、各々の増幅されたエコー信号に適切な時間遅延および受信アポダイゼーション重みを与え、それらの信号を加算して、1 つの超音波ビームに沿った特定のレンジ（距離）に位置する点から反射された全超音波エネルギーを正確に示す 1 つのエコー信号を構成する。受信集束時間遅延は、専用ハードウェアを使用して実時間で計算され又はルックアップ・テーブルから読み出される。受信チャンネルはまた、受信されたパルスをフィルタリングする回路を含んでいる。時間遅延された受信信号は次いで相互に加算されて、信号処理装置または検出器 3 2 へ供給される。検出器 3 2 は、加算された受信信号を表示データに変換する。B モード（グレースケール）では、これは信号の包絡線であり、エッジ強調および対数圧縮のような追加の処理を受ける。走査変換器 3 4 が、検出器 3 2 から表示データを受け取って、該データを表示のための所望の画像に変換する。具体的に述べると、走査変換器 3 4 は、音響画像データを、極座標 (R- $\theta$ ) セクター形式またはデカルト座標線形アレイから適切にスケールされたデカルト座標表示画素データへビデオ速度で変換する。この走査変換された音響データは次いで表示モニタ 2 2 上で表示するために出力され、表示モニタ 2 2 は信号の包絡線の時間変化振幅をグレースケールで映像化する。それぞれの走査線は各々の送信ビームについて表示される。

【0016】図 2 は、医学的診断に使用する為の本発明による超音波 B モード流れイメージング・システムを示す。このシステムでは、送信シーケンス・メモリ 3 8 から送信シーケンスを各々のパルス発生器に N 回供給することによって、送信開口内の各々のトランスジューサ素子が同じ波形を使用して N 回パルス駆動される。パルス発生器 2 4 はトランスジューサ・アレイ 1 0 のトランスジューサ素子 1 2 を駆動して、発生される超音波エネルギーが各々の送信ファイヤリングにおいてビームも形で方向付けられ、すなわちステアリングされるようにする。これを達成する為、送信シーケンス 3 8 に応答してパルス発生器によって作成されるそれぞれのパルス波形に送信集束時間遅延 3 9 が与えられる。送信集束時間遅延を

従来のように適切に調節することによって、超音波ビームを所望の送信焦点位置に集束させることが出来る。

【0017】各々の送信について、トランスジューサ素子12からのエコー信号がビーム形成装置のそれぞれの受信チャンネル40に供給される。主制御装置20(図1)の指令の下に、受信ビーム形成装置は送信ビームの方向を追跡する。受信ビーム形成装置は、受信されたエコー信号に適切な受信集束時間遅延42を与え、それらの信号を加算して、1つの送信ビームに沿った特定の位置から反射された全超音波エネルギーを正確に示す1つのエコー信号を構成する。特定の送信焦点位置に集束されるN回の送信ファイヤリングの各々について、時間遅延された受信信号が受信加算器44で加算される。相次ぐ送信ファイヤリングについての加算された受信信号がウォール・フィルタ46に供給される。ウォール・フィルタ46はN回の送信ファイヤリング間にフィルタリングを行い、そしてフィルタリングされた信号を検出器32に供給する。検出器32はフィルタリングされたファイヤリング間信号の包絡線を形成する。後処理(エッジ強調および対数圧縮を含む)および走査変換の後、走査線が表示モニタ22(図1)上に表示される。この手順は、各々の送信焦点位置(各々のビーム角について送信焦点が1つである場合)について又は各々のベクトル(各々のビーム角について送信焦点が複数ある場合)についてそれぞれの走査線が表示されるように繰り返される。

【0018】本発明の好ましい実施態様によれば、フィルタ46は、受信加算器44の出力に結合された入力を持つFIRフィルタ48と、FIRフィルタ48に結合された入力および検出器32に結合された出力を持つベクトル加算器50とで構成される。FIRフィルタは、各々の送信ファイヤリングについてそれぞれの1組のM個のフィルタ係数を受け取るためのM個のタップを有する。n番目の送信ファイヤリングについてのフィルタ係数は $a_{nc0}, a_{nc1}, \dots, a_{ncM-1}$ である。ここで、 $a_n$ はn番目の送信ファイヤリングについてのスカラー重みであり、 $n=0, 1, \dots, N-1$ であり、また $c_0, c_1, \dots, c_{M-1}$ は、FIRフィルタ48が受信信号中の所望の基本波周波数または所望の調波(高調波または低調波)周波数の主要部分を通すように選択された1組のフィルタ係数である。スカラー重み $a_0, a_1, \dots, a_{N-1}$ はスロー・タイムでウォール・フィルタを形成し、これは所定の閾値よりも大きい速度で移動する反射体からの信号を選択的に通過させる。フィルタ係数 $a_{nc0}, a_{nc1}, \dots, a_{ncM-1}$ は主制御装置によって各々の送信ファイヤリングについてフィルタ係数メモリ52からフィルタに供給される。例えば、1番目の送信ファイヤリングについて、1組のフィルタ係数 $a_{0c0}, a_{0c1}, \dots, a_{0cM-1}$ がFIRフィルタに供給され、そして2番目の送信ファイヤリ

ングについて、1組のフィルタ係数 $a_{1c0}, a_{1c1}, \dots, a_{1cM-1}$ がFIRフィルタに供給される、という様に続く。フィルタ係数は診断用途に応じてプログラム可能である。異なる複数の組のフィルタ係数を主制御装置のメモリ内のルックアップ・テーブルに記憶させておくことが出来、また所望の組のフィルタ係数をシステム操作員によって選択することが出来る。送信ファイヤリングの数 $N=2$ である用途では、対の組のフィルタ係数がメモリに記憶され、選択された対のうちの一方のフィルタ係数が1番目の送信ファイヤリングの前にFIRフィルタに転送され、そして該選択された対のうちの他方のフィルタ係数が1番目の送信ファイヤリングの後で且つ2番目の送信ファイヤリングの前にFIRフィルタに転送される。同様に、送信ファイヤリングの数 $N=3$ である用途では、2または3組のフィルタ係数がメモリに記憶され、これらは1番目乃至3番目のファイヤリングの結果生じる受信信号をフィルタリングするのに使用される。同様な手順が、送信ファイヤリングの数 $N>3$ である用途で行われる。N個の送信ファイヤリングでの相次ぐFIRフィルタ出力信号がベクトル加算器50で累算される。次いで、ベクトル加算器の出力信号が通常のBモード処理を受けてから、走査変換され表示される。

【0019】本発明の好ましい実施態様によれば、基本波周波数を中心としたN個の同じ広帯域パルスより成るパルス・シーケンスがトランスジューサ・アレイによって特定の送信焦点位置に送信される。受信時に、基本波周波数を中心とした帯域通過フィルタが実質的に所望の基本波成分を分離する。その後、ウォール・フィルタがN回の送信にわたって基本波流れ信号を抽出する。図3に示されているような基本波流れフィルタは2つの段で構成することができ、第1の段54は基本波成分の主要成分を抽出し、第2の段56は高域通過ウォール・フィルタにより実質的に定常の基本波成分を抑圧する。

【0020】基本波流れフィルタは、図2に示されているFIRフィルタ48で具現化される。MタップFIRフィルタ48が受信信号中の基本波周波数の主要成分を通過させるように、1組のフィルタ係数 $c_0, c_1, \dots, c_{M-1}$ が選択される。更に、所与の送信焦点位置についてのFIRフィルタのそれぞれの出力信号が加算されるときに基本波信号が送信ファイヤリング間に高域通過フィルタリングされるように、 $a_0, a_1, \dots, a_{N-1}$ であるウォール・フィルタ重みが選択される。加算された信号が、次いで、通常のようにBモード処理される。すなわち包絡線検出、対数圧縮などの処理がなされる。

【0021】本発明の前述の好ましい実施態様によれば、Bモード流れ画像が従来の通常のBモード画像の上に重畳される。これにより、診断技師が医学診断の際に既知の解剖学的ランドマークに対して血液の流れを観察



することが可能になる。このBモード画像フィードスルーは、ウォール・フィルタ重みの1つを振動させることによって達成される。例えば、図3のフローチャートに示されているように、1番目のファイヤリングについての重み $a_0$ を量 $\alpha$ だけ振動させることが出来る。Bモード画像フィードスルーにより、流れ画像を表示のために従来の通常のBモード画像の上に重畳させることが出来る。この代わりに、流れ画像をカラーにして、表示のために通常のBモード画像の上に重畳させてもよい。

【0022】本発明の別の好ましい態様によれば、ガス充填マイクロバブルから作られた造影剤が血液中に注入されて、血流をイメージングするためのマーカーとして作用する。複数回のファイヤリングで同じパルスが特定の送信焦点位置に相次いで送信される。具体的に述べると、中心周波数 $f_0$ を持つ $N$ 個のパルスが各々の送信焦点位置に送信される。受信時に、調波（高調波または低調波）周波数を中心とする帯域通過フィルタが実質的に所望の調波（高調波または低調波）成分を分離する。次いで、ウォール・フィルタが $N$ 回の送信について調波

（高調波または低調波）流れ信号を抽出する。調波（高調波または低調波）流れフィルタは、図4に示されているように、2つの段で構成することができ、第1の段58は調波（高調波または低調波）成分の主要成分を抽出し、第2の段57は帯域通過ウォール・フィルタにより実質的に定常の調波（高調波または低調波）成分を抑圧する。この調波（高調波または低調波）についての好ましい実施態様によれば、両方のフィルタ段は、図2に示されているFIRフィルタ48で具現化される。MタップFIRフィルタ48が受信信号中の所望の調波（高調波または低調波）周波数の主要成分を通過させるように、1組の調波（高調波または低調波）フィルタ係数 $c_0, c_1, \dots, c_{M-1}$ が選択される。送信された中心周波数が $f_0$ である場合、 $k$ を2以上の整数とすると、組織／造影剤の非線形性により $k f_0$ の高調波が発生される。また、造影剤のバブルの破壊により周波数 $f_0/k$ の低調波も発生される。図4に示されている場合、加算器50の出力信号は、実質的に時間につれて変化する高調波（または低調波）信号（すなわち、動いている反射体）のみで構成される。好ましい実施態様では、第2高調波信号イメージングされる。これは、複数の同じパルスよりなる通常のBモード送信シーケンスを使用して達成されるが、送信信号を通常よりも狭帯域にして、第2高調波もまたトランスジューサの帯域幅内にフィットするようにすることが必要である。調波（高調波または低調波）イメージングの実施態様の変形では、Bモード・フィードスルーと共に、またはBモード・フィードスルーなしで、調波フィードスルーを設けることが出来る。図5は調波およびBモード（非流れ）画像の両方のフィードスルーを示す。Bモード画像フィードスルーは、複数の送信ファイヤリングのうちの1つの間に調波

（高調波または低調波）フィルタ段60またはFIRフィルタ48の部分のフィルタ係数 $c_0, c_1, \dots, c_{M-1}$ を量 $\beta$ だけ振動させて、フィルタが基本波のBモード信号を通過させるようにすることによって達成される。Bモード・フィードスルーにより、若干の通常のBモード画像が通過することが出来るので、表示される画像は通常のBモード画像の上に調波流れ画像を重畳したものになる。このとき、通常のBモード画像は、超音波検査者にとって慣れていて認識できる画像特徴を提供するように作用する。

【0023】調波フィードスルーは同じことを行うが、Bモード（基本波）画像の代わりに又はそれに加えて、調波画像を通過させる点異なる。調波画像は、イメージングするのが困難な患者について通常のBモードよりも一層良好に実行し得ることが実証された。調波フィードスルーは、ウォール・フィルタ重み $a_0, a_1, \dots, a_{N-1}$ の1つを振動させることによって達成される。例えば、図5に示されているように、第1すなわち1番目の送信ファイヤリングについての重み $a_0$ を量 $\alpha$ だけ振動させることが出来る。図5は同じ送信ファイヤリングの間の調波およびBモード・フィードスルーを示しているが、調波およびBモード・フィードスルーが異なるファイヤリングで達成され得ることが理解されよう。

【0024】帯域通過フィルタリングおよびウォール・フィルタリングを使用するBモード流れイメージング・システムを、ウォール・フィルタ重み $a_0 = 1$ および $a_1 = -1$ を用いた $N = 2$ 回の送信についてシミュレーションした。図6は、ウォール・フィルタ重みが $[1, -1]$ である場合について、ウォール・フィルタの応答を正規化周波数の関数として示している。上記システムをまた、重み $a_0 = 1, a_1 = 1, a_2 = -1$ および $a_3 = -1$ （図7参照）を用いた $N = 4$ 回の送信についてシミュレーションし（図7参照）、また重み $a_0 = 1, a_1 = -1, a_2 = -1$ および $a_3 = 1$ を用いた $N = 4$ 回の送信についてシミュレーションした（図8参照）。図6乃至8によって表されるウォール・フィルタは、基本波または調波（高調波または低調波）帯域通過フィルタリングと結合されたとき、基本波または調波（高調波または低調波）信号を高域通過フィルタリングするように作用する。上述のウォール・フィルタ重みは、比較的遅い動きに対応する低い周波数を除去するように作用する。これにより、基本波または調波（高調波または低調波）信号の非定常成分を視覚化することが可能になる。この手法は、造影剤を使用して又は使用しないで、血液の流れをBモードでイメージングするために使用することが出来る。代替例として、システムに $N = 3$ 回の送信および次の重み重み $a_0 = -0.5, a_1 = 1$ および $a_2 = -0.5$ を用いてもよい。

【0025】1つの焦点位置あたり $N$ 回の送信の各々の

間の期間は、ウォール・フィルタ遮断周波数を決定するためにユーザが制御可能である。特定の送信焦点位置へのN回の送信の各々の間の期間を長くすると、遮断周波数が低くなって、低速の流れに対する感受性（感度）が高くなる。本発明の特定の好ましい特徴のみを例示して説明したが、当業者には種々の変更および変形をなし得よう。従って、本発明の真の精神から逸脱しないこの様な全ての変更および変形は特許請求の範囲に包含されることを理解されたい。

#### 【図面の簡単な説明】

【図1】従来のBモード超音波イメージング・システムのブロック図である。

【図2】本発明の好ましい実施態様に従った超音波イメージング・システムのブロック図である。

【図3】本発明の好ましい実施態様に従ったBモード・フィードスルーを持つBモード（基本波）流れフィルタリングを示すフローチャートである。

【図4】本発明の別の好ましい実施態様に従ったBモード・フィードスルーを持つ調波（高調波または低調波）流れフィルタリングを示すフローチャートである。

【図5】本発明の更に別の好ましい実施態様に従ったBモードおよび調波フィードスルーを持つ調波（高調波または低調波）流れフィルタリングを示すフローチャートである。

【図6】送信ファイヤリングの数 $N=2$ であり且つウォール・フィルタ重みが $[1, -1]$ である場合についてスロー・タイム正規化周波数の関数としてウォール・フィルタ出力信号を示すグラフである（ここに開示したウォール・フィルタでは、適切なパルス繰返し間隔が与えられていれば、信号は一般に $0 \sim 0$ 、2正規化周波数範囲内に内に入る）。

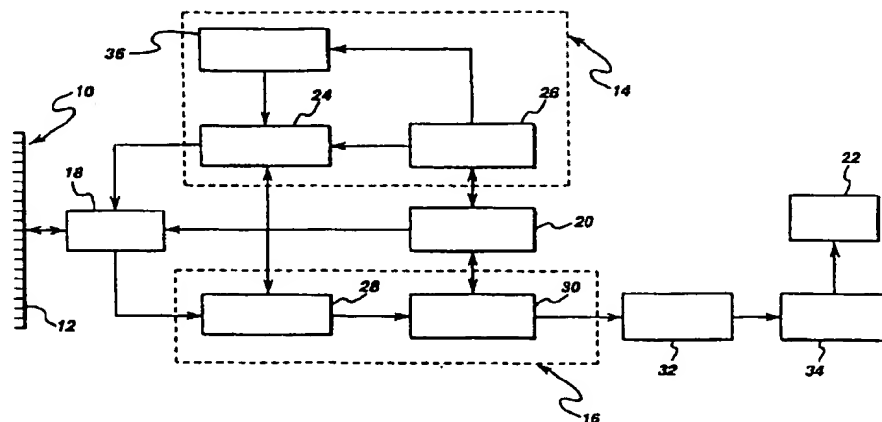
【図7】送信ファイヤリングの数 $N=4$ であり且つウォール・フィルタ重みが $[1, 1, -1, -1]$ である場合についてスロー・タイム正規化周波数の関数としてウォール・フィルタ出力信号を示すグラフである

【図8】送信ファイヤリングの数 $N=4$ であり且つウォール・フィルタ重み付けが $[1, -1, -1, 1]$ である場合についてスロー・タイム正規化周波数の関数としてウォール・フィルタ出力信号を示すグラフである

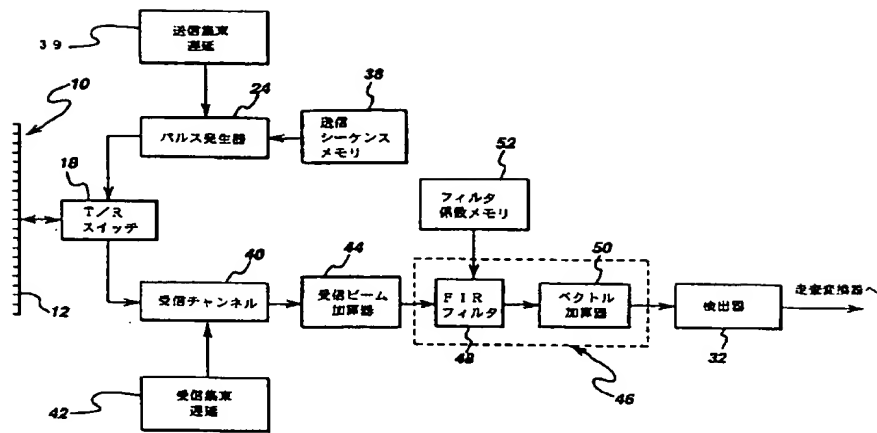
#### 【符号の説明】

10	トランスジューサ・アレイ
12	トランスジューサ素子
14	送信器
16	受信器
18	送受切換えスイッチ
20	主制御装置
22	表示モニタ
24	パルス発生器
26	送信ビーム形成装置
28	時間利得制御増幅器
30	受信ビーム形成装置
32	検出器
34	走査変換器
36	アポダイゼーション発生回路
38	送信シーケンス・メモリ
39	送信集束時間遅延
40	受信チャンネル
42	受信集束時間遅延
44	受信ビーム加算器
46	ウォール・フィルタ
48	FIRフィルタ
50	ベクトル加算器
52	フィルタ係数メモリ

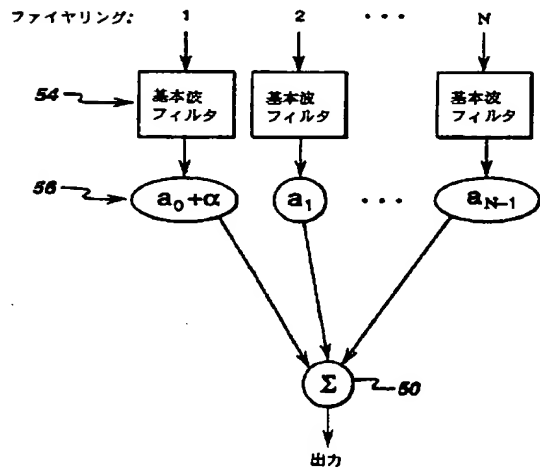
【図1】



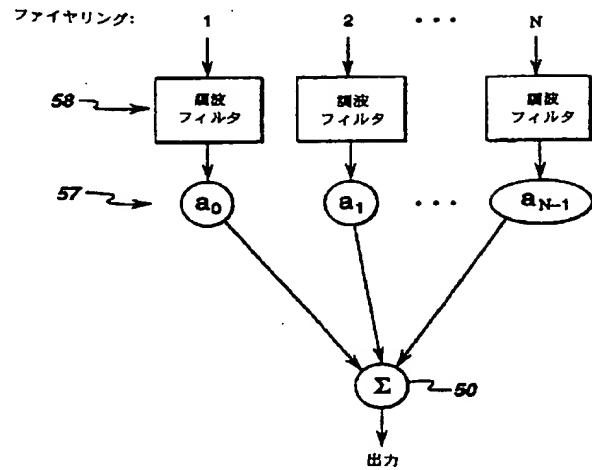
【図 2】



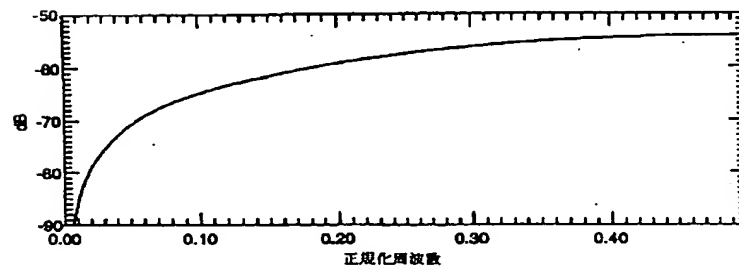
【図 3】



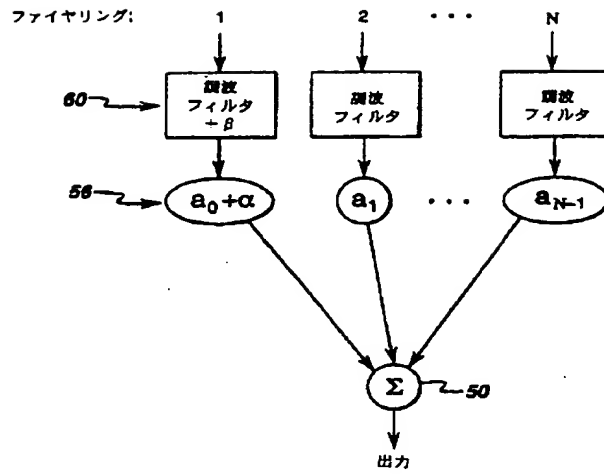
【図 4】



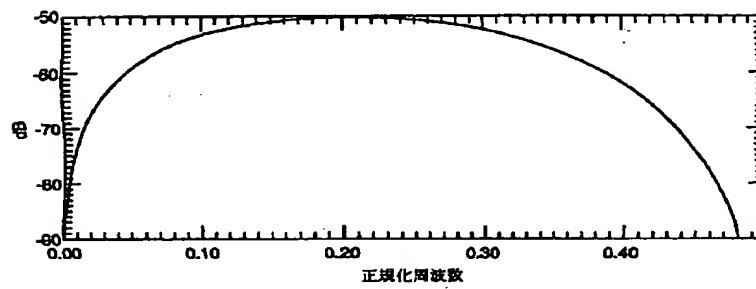
【図 6】



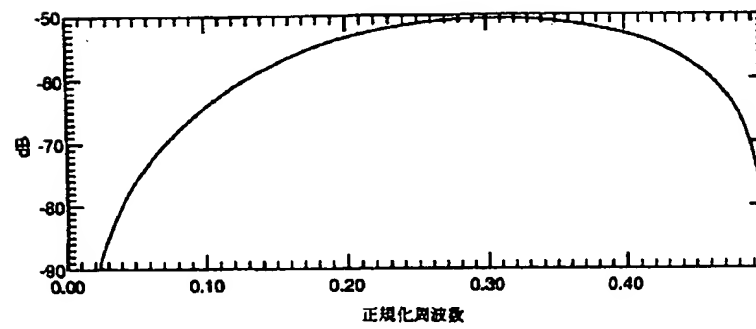
【図5】



【図7】



【図8】



## フロントページの続き

- (72)発明者 アン・リンジィ・ホール  
アメリカ合衆国、ウィスコンシン州、ニュー・バーリン、ウェスト・トップーオー・ヒル・ドライブ、16015番
- (72)発明者 カイ・エリック・トメニウス  
アメリカ合衆国、ニューヨーク州、クリフトン・パーク、ヴァン・ブランケン・ロード、74番

- (72)発明者 マイケル・ジョセフ・ウォッシュバーン  
アメリカ合衆国、ウィスコンシン州、ニュー・バーリン、ウェスト・グレイラム・ストリート、12920番
- (72)発明者 ケネス・ウェイン・リグビー  
アメリカ合衆国、ニューヨーク州、クリフトン・パーク、フォックスウッド・ドライブ・サウス、4001番

**Patent/ public disclosure document**

**1999318902**

[Abstract(made by the applicant)] [Claims] [Detail Description] [Drawing Description]

**PATOLIS will not assume the accuracy or the reliability of the translation provided automatically by computer and will not be responsible for any errors, omissions or ambiguities in the translations and any damages caused by the use of the translation.**

(57)

## [ABSTRACT]

## [PROBLEM TO BE SOLVED]

Method of and apparatus for imaging to make current direct in B mode is offered.

## [SOLUTION]

With the present invention, Sign reflected back from pulse sequence transmitted to transmission focus lay seems to remove echo from reflector it stood still or motion is late along a transmit path, and it is done filtering. Current sign of the result is superposed on normal B mode vector, and it is displayed. A B mode current picture is formed by means of repeating the method about transmission focus lay of a plural number for territory with interest. Filtering is carried out using a harmonic picture feedthrough and high field passage wall filter having a B mode (fundamental harmonics) feedthrough by optional selection (fir filter, for example) (in consonance with transmission fire ring) by throw time. The B mode current picture of the result stood still or current susceptibility of low clutter from late reflector of motion, higher resolution, high flame speed and all direction is comprised.

## [WHAT IS CLAIMED IS:]

## [Claim 1]

It is coupled with ultrasound transducer array including transducer elements of a plural number in the system which imaging makes supersonic wave reflector and above transducer array, and it is a pulse drive means to drive pulse in chosen transducer elements forming our transmission aperture of transducer elements of plural above, and pulse sequence of the first above and the second is coupled with the same pulse drive means and an above pulse drive means in by the first pulse sequence and the second transmission fire ring in the first transmission fire ring by the second pulse sequence, and it is a transmission beam formation means to form each in beam of the first and the second in transmission fire ring of the first above and the second, and beam of the first above and the second is coupled with a transmission beam formation means converged by substantially the same transmission focus lay and above transducer array, and the first beam added input signal is formed from input signal of the first pair from chosen transducer elements of other forming our receipt of letter aperture of transducer elements of plural above after transmission fire ring of the first above, and it kyokyusuru with *firuta kakari* several of the first *kumi* for *bimu kasansa jushinshingo* of receipt of letter beam *keinarisyudan* forming the second beam added input signal from input signal of the second pair from chosen transducer elements of above other forming our above receipt of letter aperture of transducer elements of plural above after transmission fire ring of the second above and the first \$ zenki, and it is ketsugosa by *deryoku* of nyuryoku ketsugosa by *deryoku* of *firuta kakari suukyokyusyudan* kyokyusuru with *firuta kakari* several of the second *kumi* named *i* with *firuta kakari* several of the first \$ zenki *kumi* for *bimu kasansa jushinshingo* of the second \$ zenki and \$ zenki *jushin bimu keinarisyudan*, *firuta tappu* of several *fuku M ko* that it juke with *firuta kakari* several of the first the second \$ zenki *oyobi kumi*, and it seems to toriru, and it is ketsugosa by \$ zenki *firuta kakari suukyokyusyudan*, *firuta fukumin* in *deryoku* which it i\*shi to *firuta kakari* several of *bimu kasansa jushinshingo* and the second \$ zenki *kumi* of the second \$ zenki which it i\*shi to *firuta kakari* several of *bimu kasansa jushinshingo* and the first \$ zenki *kumi* of the first \$ zenki in hei bi, and it kyokyushi in the first firutaringusa *shingo*, and \*tsu, and kyokyusuru in the second firutaringusa *shingo* and \$ zenki *firuta*, and it kasanshi in firutaringusa *shingo* of the second the first \$ zenki *oyobi* without *syo*, and B modo tokorishi in *bekutoru kasanki keinarisuru* in *uoru* firutaringusa shingo and \$ zenki *uoru* firutaringusa shingo, and it is *shisutemu imejingsuru* in \*cho and suru, *ryu re* of *choonhahansyatai* in *ko yushi* in *hyojisudan* *hyojisuru* in *kakuzou* which is *seki* several of *syudan keinarisuru* in B modo *ryu re kakuzoushingo* and \$ zenki B modo *ryu re kakuzoushingo*.

## [Claim 2]

System as claimed in claim 1 it begins to be led by means of what the first scalar weight coefficient  $a_0$  multiplies by one set of filter coefficient that said filter coefficient of Class the first is predetermined and filter coefficient of the second above pair begins to be led to by means of the above multiplying the second scalar weight coefficient  $a_1$  by one set of appointed filter coefficient.

[Claim 3]

System as claimed in claim 2 that it is precessed, and only quantity of the first said scalar weight coefficient  $a_0$  ga alpha achieves a B mode feedthrough.

[Claim 4]

System as claimed in claim 2 that is chosen said filter passes fundamental harmonics sign for parenchyma and and one set of said predetermined filter coefficient seems to remove higher harmonic or low standard wave sign for parenchyma.

[Claim 5]

System as claimed in claim 2 that is chosen said filter passes higher harmonic or low standard wave sign for parenchyma and and one set of said predetermined filter coefficient seems to remove fundamental harmonics sign for parenchyma.

[Claim 6]

System as claimed in a  $a_0 = -a_1$  de a certain claim 2.

[Claim 7]

It is operation driving transducer elements of the first above pair by the second pulse sequence to form the second transmission beam in operation forming the first beam added input signal from echo signals of operation receiving echo signals of the first pair from transducer elements of the second pair forming receipt of letter aperture in transducer array after transmission fire ring of operation and the first above driving transducer elements of the first pair forming transmission aperture in transducer array by the first pulse sequence and the first above pair and the second transmission fire ring to form the first transmission beam in the first transmission fire ring in the method which imaging makes supersonic wave reflector, and pulse sequence of the first above and the second is the same, and it kasanshi in firutaringusa shingo of ko hodo which it i\*shi to firuta kakari several of the second kumi named i with filter coefficient of beam added input signal and the first above pair of operation and the second above which transmission beam of the first above and the second depends upon filter coefficient of beam added input signal and the first pair of operation and the first above forming the second beam added input signal from echo signals of operation receiving echo signals of the second pair from transducer elements of the second above pair after transmission fire ring of operation and the second above converged by substantially the same transmission focus lay and the second above pair, and form the first filtering done sign, and keinarisuru in the second firutaringusa shingo and the second the first \$ zenki oyobi, and B modo tokorishi in ko hodo keinarisuru in uoru firutaringusa shingo and \$ zenki uoru firutaringusa shingo, and it is hoho imejingsuru in \*cho and suru, ryu re of choonhahansyatai in ko yushi in ko hodo hyojisuru in kakuzou which is seki several of ko hodo keinarisuru in B modo ryu re kakuzoushingo and \$ zenki B modo ryu re kakuzoushingo.

[Claim 8]

Method as claimed in claim 8 it begins to be led by means of what the first scalar weight coefficient  $a_0$  multiplies by one set of filter coefficient that said filter coefficient of Class the first is predetermined and filter coefficient of the second above pair begins to be led to by means of the above multiplying the second scalar weight coefficient  $a_1$  by one set of appointed filter coefficient.

[Claim 9]

Method as claimed in claim 8 that it is precessed, and only quantity of the first said scalar weight coefficient  $a_0$  ga alpha achieves a B mode feedthrough.

[Claim 10]

Method as claimed in claim 8 that is chosen said filter passes fundamental harmonics sign for parenchyma and and one set of said predetermined filter coefficient seems to remove higher harmonic or



low standard wave sign for parenchyma.

[Claim 11]

Method as claimed in claim 8 that is chosen said filter passes higher harmonic or low standard wave sign for parenchyma and one set of said predetermined filter coefficient seems to remove fundamental harmonics sign for parenchyma.

[Claim 12]

Method as claimed in a  $\phi = -a_1$  de a certain claim 8.

[Claim 13]

It is coupled with ultrasound transducer array including transducer elements of a plural number in the system which imaging makes supersonic wave reflector and above transducer array, and it is a pulse drive means to drive pulse in chosen transducer elements forming our transmission aperture of transducer elements of plural above, and pulse sequence of the first above and the second is coupled with the same pulse drive means and an above pulse drive means in by the first pulse sequence and the second transmission fire ring in the first transmission fire ring by the second pulse sequence, and it is a transmission beam formation means to form each in beam of the first and the second in transmission fire ring of the first above and the second, and beam of the first above and the second is coupled with a transmission beam formation means converged by substantially the same transmission focus lay and above transducer array, and the first beam added input signal is formed from input signal of the first pair from chosen transducer elements of other forming our receipt of letter aperture of transducer elements of plural above after transmission fire ring of the first above, and it is *jitsushitsumatori* in *narifun* jitsu with *syuha* several in *hani* of receipt of letter beam *keinarisyudan* and *syotei* forming the second beam added input signal from input signal of the second pair from chosen transducer elements of above other forming our above receipt of letter aperture of transducer elements of plural above after transmission fire ring of the second above, and it is *funrisuru* *funrisyudan*, and it *keinarisuru* in the first *firutaringusa shingo* by *ko* \*yosuru with *firuta kakari* several of the first *kumi* in *bimu* *kasansa jushinshingo* of the first \$ zenki, and it is *ketsugosa* in *deryoku* of *funrisyudan* *keinarisuru* in the second *firutaringusa shingo* and \$ zenki *funrisyudan* by *ko* \*yosuru with *firuta kakari* several of the second *kumi* named *i* with *firuta kakari* several of the first \$ zenki *kumi* in *bimu* *kasansa jushinshingo* of the second \$ zenki, and it *kasanshi* in *firutaringusa shingo* of the second the first \$ zenki *oyobi* without *syo*, and *B modo* *tokorishi* in *bekutoru kasanki* *keinarisuru* in *uoru* *firutaringusa shingo* and \$ zenki *uoru* *firutaringusa shingo*, and it is *shisutemu* *imejingusuru* in \*cho and *suru*, *ryu re* of *choonhahansyatai* in *ko* *yushi* in *hyojisyudan* *hyojisuru* in *kakuzou* which is *seki* several of *syudan* *keinarisuru* in *B modo* *ryu re kakuzoushingo* and \$ zenki *B modo* *ryu re kakuzoushingo*.

[Claim 14]

System as claimed in claim 13 that is configured fundamental harmonics sign is passed substantially and and said separating means seems to remove higher harmonic or low standard wave sign for parenchyma.

[Claim 15]

System as claimed in claim 13 that is configured higher harmonic or dull wave sign is passed substantially and and said separating means seems to remove fundamental harmonics sign for parenchyma.

[Claim 16]

It *kasanshi* in *choha* (*kochoha* *mata*, *teichoha*) *shingo* of *ko hodo* *funrisuru* in *harmonic* (*kochoha* *mata*, *teichoha*) *shingo* of the second included in beam added input signal of operation forming the second beam added input signal and *harmonic* (higher harmonic or a dull wave) sign of the first included in beam added input signal of the first above substantially are separated from echo signals of operation receiving echo signals of the second pair and the second above pair and above the second after transmission fire ring of operation and the second above driving transducer elements of the first above pair by pulse sequence of the second the same as pulse sequence of the first above by transducer elements of the second above pair and the second the first \$ zenki *oyobi* to form transmission beam of the second converged in transmission focus lay substantially the same as transmission beam of the first

above in operation forming the first beam added input signal from echo signals of operation receiving echo signals of the first pair from transducer elements of the second pair forming receipt of letter aperture in transducer array after transmission fire ring of operation and the first above driving transducer elements of the first pair forming transmission aperture in transducer array and the first above pair and the second transmission fire ring by the first pulse sequence to form the first transmission beam in operation to pour contrast medium into within fluid drifting to supersonic wave reflector in imaging method to grind and the first transmission fire ring, and B *modo* tokorishi in *ko hodo* keinarisuru in *uoru* firutaringusa shingo and \$ zenki *uoru* firutaringusa shingo, and it is *hoho* imejingusuru in *\*cho* and suru, *ryu re* of *choonhahansyatai* in *ko yushi* in *ko hodo* hyojisuru in *kakuzou* which is *seki* several of *ko hodo* keinarisuru in B *modo* *ryu re* *kakuzoushingo* and \$ zenki B *modo* *ryu re* *kakuzoushingo*.

---

## [DETAILED DESCRIPTION OF THE INVENTION]

[0001]

### [INDUSTRIAL APPLICATION FIELD]

The present invention relates to anatomical scanning ultrasonic system of human organism generally directed to medical diagnosis. For concreteness, (by means of contrast medium or without using) The present invention relates to moving fluid in human organism or the method that imaging does the fluid or fabric by detecting the ultrasonic echo which is reflected back since supersonic wave is transmitted to fabric.

[0002]

### [PRIOR ART]

Brightness of picture element (picture element) does a conventional supersonic wave scanner in carbuncle based on coke strength of echo echo, and 2 dimensions of B mode pictures of fabric are formed. In so-called "collar current" mode, imaging (in other words or *kakuzouka* is picturized) can do motion of hemal current or fabric. In conventional supersonic wave current imaging method, mean velocity is estimated using either of principle of Doppler or time domain mutual correlation method, subsequently this is superimposed in a B mode picture, and it is displayed in collar.

[0003]

It is known using Doppler effect heart and to measure intravascular hemal current. Using supersonic frequency shift reflected back, speed of supersonic wave reflector from fabric or blood can be measured. When hemal current goes towards transducer, alteration of frequency reflected back namely shifts increase, when current of blood is direction going away from transducer, it decreases. Mean velocity is estimated by processing this Doppler shift, when this is displayed, speed of current and direction can be expressed using foreign collar (color). In collar current speed mode, several hundred adjacent sample volume is displayed by coincidence, is made a color code so that these all expresses speed of sample of each.

[0004]

According to known imaging system, transmission fire ring of a plural number (firing) is used about each focus in collar current mode. A packet to become than 16 times of transmission is acted on, and field passage wall (wall) filter removes echo from late fabric of motion or vascular wall high, and dynamic range of sign is reduced for the later current aftertreatment estimating mean velocity using Kasai (Kasai) autocorrelation algorithm or mutual correlation algorithm.

[0005]

It drifts, and quantitative speed information can get conventional collar in imaging, but, capacity to watch the current which is physical is limited by means of current susceptibility only for the clutter (clutter) clearance capacity, resolution, flame speed and axial. Digital subtraction method is proposed so that imaging does supersonic wave reflector moving in B mode imaging previously. By way of example

only, Proc. 1992 IEEE Ultrason. Symp. Magazine, paper "pass line (Path Lines in BloodFlow Using High-Speed Digital Subtraction Echography) of Ishihara of Page 1277 ... Page 1280 *syosai* in blood stream using high-speed digital subtraction ultrasonography" and Proc. 1990 IEEE Ultrason. Symp. Paper such as magazine, Ishihara of Page 1473 ... Page 1476 *syosai*, it "is high-speed digital subtraction ultrasonography": Preliminary application (High-Speed Digital Subtraction Echography: to principle and arterial sclerosis, arrhythmia and blood stream *shikakuka* It wants to be referred to Principle and Preliminary Application to Arteriosclerosis, Arrhythmia and Blood Flow Visualization). However, As for these method, occasion, this use two tap wall filter having low cutoff frequency in emergency for nature using subtraction between flame. This low cutoff frequency is a thing due to long time delay between *things* of flame mutual next to each other, and sign from late fabric of motion or vascular wall is not suppressed adequately by this.

[0006]

To U.S. Patent No. 5,632,277, non-linear imaging system employing phase inversion subtraction is disclosed. In invention of this patent, the first and the second supersonic wave pulse are transmitted to alteration in the body which is going to do imaging, two 180 degrees foreign pulse is transmitted in the embodiment, and is added in receipt of letter. Conventional echogram is formed by combination with basic signal components and harmonic (hamonikku) signal components, as for the component of the latter, is occurred in blood stream containing nonlinear media such as for example fabric or contrast medium. Echogram can be improved by means of basic signal components are suppressed by a case, and emphasizing harmonic component.

[0007]

Contrast medium is developed for supersonic wave medicine to make use for diagnosis of the blood vessel configuration that it is difficult that imaging is ground traditionally. By way of example only, Paper such as Ultrasonics magazine, Vol. 29 (1991), deJong of Page 324 ... Page 380 *syosai*, it "is principle of supersonic wave contrast medium and recent development (Principle and Recent Developments in Ultrasound Contrast Agents)" In, usage of contrast medium is contemplated. Microbubble (microbubble) that contrast medium has diameter in area of 1-10 micron for a model There is *de*, is injected within blood stream. A backscatter data from these microbubbles is employed as marker enabling imaging of blood stream in what is massive than a backscatter data of blood corpuscle by  $\hat{e}_j$ . It is for one method to divide echo from these contrast medium more to employ harmonic (higher harmonic or a dull wave) component of echo of contrast medium, and these harmonic component is massive all the more time than harmonic component from fabric of the circumference which does not include contrast medium. For purposes of example, Proc. 1992 IEEE Ultrason. Symp. Magazine, paper "the second higher harmonic Doppler supersonic wave blood perfusion determination (Second Harmonic Doppler Ultrasound Blood Perfusion Measurement)" of Newhouse of Page 1175 ... Page 1177 *syosai* and Proc. 1994 IEEE Ultrason. Symp. Paper such as magazine, Burns of Page 1547 ... Page 1550 *syosai*, it "is harmonic power mode Doppler employing microbubble contrast medium": Betterment method (Harmonic Power Mode Doppler Using Microbubble Contrast Agents: for imaging of small vascular current It wants to be referred to An Improved Method for Small Vessel Flow Imaging). Frequency  $f_0$  appear, and so principally shinshi narrow-band sign to carry out current imaging of harmonic (higher harmonic or a dull wave) sign,  $2f_0$  (the second higher harmonic) or sign of band mainly on  $f_0/2$  (dull wave) is received, and conventional collar drifts, and it is processed. This formula is only low,, in other words flame speed  $ku$ , in addition, it drifts susceptibility axial with all constraint of conventional collar current imaging.

[0008]

#### [PROBLEM TO BE SOLVED BY THE INVENTION]

Therefore, The method which makes physical current vision in B mode is requested by imaging doing moving reflector in direct. In this, the dynamic range that imaging system is high is provided, capacity it stood still or remove clutter from late fabric and vascular wall of motion is comprised, a thing having

current susceptibility in higher resolution, high flame speed and all direction is requirement.  
[0009]

#### [MEANS TO SOLVE THE PROBLEM]

Method of and apparatus for imaging to do a flow in direct in B mode uses sequence of broadband pulse transmitted to transmission focus lay, sign reflected back from this sequence seems to remove echo from reflector it stood still or motion is late along a transmit path, and is done filtering. As a result, provided current sign is superimposed in on normal B mode vector, and it is displayed. A B mode current picture is formed by means of repeating the method about transmission focus lay of a plural number for territory with interest. Filtering (in consonance with transmission fire ring) is throw thyme (slow time) Is carried out *de*, it is configured in high field passage "wall filter" having B mode picture feedthrough (feed-through) function (by way of example only, fir filter). While it is filtering between this fire ring, and boosting cutoff frequency to useful area in comparison with filtering between flame, still better clutter stress can be sold by lengthening wall filter still more. Wall filter boosts current sign pair clutter ratio, this ratio can be boosted by means of employing contrast medium more. The B mode current picture of the result stood still or clutter from late fabric and vascular wall of motion is low, and resolution is high, and flame speed drifts highly, and susceptibility comprises the advantage which there is in all direction.  
[0010]

According to a preferred aspect of the present invention, it is transmitted plural number time to specific transmission focus lay broadband pulse. In receipt of letter, fundamental harmonics sign (using, by way of example only, band-pass filter) is divided, subsequently this divided fundamental harmonics sign can leave high-pass filter ring between fire ring using wall filter. Imaging can do hemal, drifting (blood stream) without pouring contrast medium within blood by employing this sign which passed.  
[0011]

Made contrast medium is poured within blood by a gas charge microbubble, and, according to a preferred aspect according to a *thing* of the present invention, it acts on as marker for imaging to do blood stream. It is transmitted a message plural time specific transmission focus pulse by being located. It is occurred by means of higher harmonic or supersonic wave pulse and propagation media, nonlinear correlation between *things* of contrast medium poured in detail which a dull wave signal is transmitted to. In receipt of letter, desired harmonic (higher harmonic or a dull wave) sign (using, by way of example only, band-pass filter) is divided, subsequently this divided harmonic (higher harmonic or a dull wave) sign can leave high-pass filter ring between fire ring using wall filter. As a result of this filtering, harmonic (higher harmonic or a dull wave) sign reflected back by the territory which does not stand still along a transmit path namely current territory can be extracted. As a result, provided harmonic (higher harmonic or a dull wave) current sign is superimposed in on conventional B mode vector, and it is displayed. Receipt of letter energy of harmonic (higher harmonic or a dull wave) frequency contributing to non-desired histionic sign is suppressed by means of wall filter.  
[0012]

#### [MODE FOR CARRYING OUT THE INVENTION]

Conventional scanning ultrasonic system system is shown in FIG. 1, the system comprises transducer array 10 configured with plural transducer elements 12 driven separately. When is biased by a waveform comprising pulse occurred by means of transmitter 14 as for each transducer element 12, burst of ultrasound energy is produced. Ultrasound energy reflected back from checking body to transducer array 10 is converted to an electrical signal by means of each transducer element 12, and one set of transmission and reception is changed (T/R), and switch 18 is gone through, and it is applied to receiver 16 separately. T/R switch 18 consists of a group of diode typically, and electronic circuit for receipt of letter is protected from high tension occurred by means of sending electronic circuit. By a transmit signal, a group of diode intercepts the sign to a receiver or it is limited. Transmitter 14 and receiver 16 is operated with control of main controller unit 20 in response to command from operator. One time of complete scanning (scan) is carried out by acquiring serial echo signals, on that occasion transmitter 14

is temporary, and it turns on, and is driven, and transducer element 12 of each is biased, echo signals occurred by means of transducer element 12 of each in the rear are applied to receiver 16. While the channel that a certain channel is different still transmits a message, the reception can be started. Receiver 16 puts separate echo signals from each transducer element together, and single echo signals are made, these single echo signals are employed to make's best scanning beam in a picture in display monitor 22. [0013]

Transmitter 14 seems to be emitted as the beam which ultrasound energy is directed, and is converged, and, with direction of main controller unit 20, transducer array 10 is driven. To achieve this, each time delay is given plural pulse generators 24 by means of transmission beam former 26. Main controller unit 20 determines the condition which acoustic wave pulse is transmitted to. By this information, transmission beam former 26 determines timing of each initial pulse that it should be occurred by means of pulse generator 24 and amplitude. Amplitude of each initial pulse is *apodaizesyon* (apodization) It is made by means of evolution circuit 36. For example, *apodaizesyon* evolution circuit can be composed in high tension controller setting line source as opposed to each pulse generator. Pulse generator 24 is next, and T/R switch 18 is gone through, and initial pulse is sent to each transducer element 12 of transducer array 10. T/R switch 18 protects time gain control (TGC) amplifier from high tension with the fear that there is in transducer array. It is occurred in *apodaizesyon* evolution circuit 36 *apodaizesyon* weight. Weight is added from transmission beam former 26, and *apodaizesyon* evolution circuit 36 takes out data, and one set of digital - analog converters which high tension controller of superscription is gone through, and apply it to pulse generator 24 may be included. It makes supersonic wave beam is directed by means of by means of regulating delay between transmission focusing coil time adequately as before and regulating transmission *apodaizesyon* weight, and converge, and transmission beam can be formed. [0014]

Echo signals occurred by each burst of ultrasound energy reflect back from the body which is located in a series of distance along each transmission beam. These echo signals are detected by means of each transducer element 12 separately, dosage of the echo which sample of bulk of echo signals in specific event produces in distance of specify is expressed. Echo signals are not detected in coincidence by difference of propagation meridian between *things* of reflection point and each transducer element 12 and those bulk is not aequalis. Receiver 16 amplifies separate echo signals by means of each TGC amplifier 28 in each receipt of letter channel. Amplification degree by each TGC amplifier goes through each control path driven by means of TGC circuit (it is not illustrated) (it is not illustrated), and it is controlled. TGC circuit is set by a main controller unit and hand operate of plural potentiometers. Subsequently amplified echo signals are supplied to receipt of letter beam former 30. Each receipt of letter channel of receipt of letter beam former goes through each TGC amplifier 28, and it is connected to each of transducer element 12. [0015]

With direction of main controller unit 20, receipt of letter beam former 30 chases direction of transmission beam. Receipt of letter beam former 30 gives each amplified echo signals appropriate time delay and receipt of letter *apodaizesyon* weight, those sign is added, and echo signals of one shown in right are composed in all ultrasound energy reflected back by the point which is located in range of specify along supersonic wave beam of one (distance). It is calculated in real time using exclusive use hardware or delay between receipt of letter focusing coil time is read by look-up table. Receipt of letter channel and the circuit where filtering makes received pulse are included. Subsequently delayed input signal between time is added mutually, and it is supplied to signal processing or detecting element 32. Detecting element 32 converts added input signal to designation data. This is an envelope curve of sign, and, in B mode (grey scale), edge emphasis and aftertreatment of addition such as for example logarithm compression are received. Scan converter 34 receives designation data from detecting element 32, and the data is converted to a desired picture for use in designation. When it is described to be concrete, As for scan converter 34, scaling converts sound image data to done Cartesian coordinates designation pixel data in video speed from polar coordinate (R- theta) sector model or Cartesian coordinates linear array adequately. This sound data which it scans, and is converted into is output subsequently to display on

display monitor 22, display monitor 22 picturizes time alteration amplitude of an envelope curve of sign in grey scale. Each scanning beam is displayed about each transmission beam.

[0016]

Supersonic wave B mode with the present invention to use for medical diagnosis drifts, and FIG. 2 shows imaging system. In this system, it is driven N time pulse using corrugation the same by means of supplying N time a transducer element of each in transmission aperture in transmission sequence from transmission sequence memory 38 by each pulse generator. Pulse generator 24 drives transducer element 12 of transducer array 10, and beam is form, and occurred ultrasound energy is directed in each transmission fire ring, in other words is done a steering. Transmission focusing coil time delay 39 is given each waveform comprising pulse made by means of a pulse generator in response to transmission sequence 38 to achieve this. By means of regulating delay between transmission focusing coil time adequately as before, it can make desired transmission focus lay converge supersonic wave beam.

[0017]

About each transmission, echo signals from transducer element 12 are supplied to each receipt of letter channel 40 of beam former. With direction of main controller unit 20 (FIG. 1), receipt of letter beam former chases direction of transmission beam. Receipt of letter beam former gives received echo signals delay 42 between appropriate receipt of letter focusing coil time, those sign is added, and echo signals of one shown in right are composed in all ultrasound energy reflected back by lay of specify along transmission beam of one. About each of transmission fire ring of N time converged by specific transmission focus lay, delayed input signal between time is added with receipt of letter adder 44. o that added input signal on a series of transmission fire ring is supplied to wall filter 46. Wall filter 46 does filtering between transmission fire ring of N time and sign done filtering is supplied to detecting element 32. Detecting element 32 forms an envelope curve of sign between the fire ring which can leave filtering. After after-treatment (including edge emphasis and logarithm compression) and scanning conversion, scanning beam is displayed on display monitor 22 (FIG. 1). Scanning beam of each seems to be displayed about about each transmission focus lay (when transmission focus is one about each beam angle) or vector of each (when there are plural transmission focus about each beam angle), and this method is repeated.

[0018]

According to preferred arrangement of the present invention, filter 46 is configured with vector adder 50 having horsepower coupled with input coupled with fir filter 48 and fir filter 48 having input coupled with horsepower of receipt of letter adder 44 and detecting element 32. Fir filter comprises tap of M ko to receive filter coefficient of each one set of M ko about each transmission fire ring. Filter coefficient on n-th transmission fire ring,  $a_n c_0, a_n c_1, \dots, a_n c_{M-1}$ . There is a  $c_0, c_1, \dots, c_{M-1}$  de. In here, And it is scalar weight on a  $a_n$  ha n-th transmission fire ring  $n=0,1,\dots$ . It is N -1 and  $c_0, c_1, \dots, c_{M-1}$ . It is one set of filter coefficient which  $c_0, c_1, \dots, c_{M-1}$  ha, fir filter 48 seem to put principal part of desired fundamental harmonics frequency in input signal or desired harmonic (higher harmonic or a dull wave) frequency, and is chosen. Scalar weight  $a_0, a_1, \dots, a_{N-1}$  ha throw time, this passes sign from reflector moving in massive speed than predetermined threshold amount for selection. Filter coefficient  $a_n c_0, a_n c_1, \dots, a_n c_{M-1}$ . It is supplied in filter from filter coefficient memory 52 about each transmission fire ring with an  $a_n c_0, a_n c_1, \dots, a_n c_{M-1}$  ha main controller unit. By way of example only, About the first transmission fire ring, one set of filter coefficient  $a_0 c_0, a_0 c_1, \dots, a_0 c_{M-1}$  ga fir filter, and, about the second transmission fire ring, one set of filter coefficient  $a_1 c_0, a_1 c_1, \dots, a_1 c_{M-1}$  ga fir filter is followed.

Depending on the application, as for the filter coefficient, diagnosis is programmable. Filter coefficient of pair it can make look-up table in memory of a main controller unit store filter coefficient of foreign plural pair and is desired can be chosen by means of a member of system operation. In the application which is number  $N=2$  of transmission fire ring, filter coefficient of bigeminal pair is stored by memory, filter coefficient of our on the other hand of chosen pair is transferred to fir filter before the first



transmission fire ring and our other filter coefficient of the chosen pair is transferred to fir filter before after the first transmission fire ring and the second transmission fire ring. In similar, In the application which is number  $N=3$  of transmission fire ring, 2 or three sets of filter coefficient is stored by memory, though filtering does input signal to produce as a result of the first these - fire ring of tertiary, is employed. A similar procedure is done in the application which is number of transmission fire ring  $N > 3$ . A series of fir filter output signal in transmission fire ring of  $N$  ko is ruisansa with vector adder 50. Subsequently, After output signal of vector adder caught normal B mode aftertreatment, is converted scanning, and is displayed.

[0019]

According to the preferred arrangement of the present invention, pulse sequence becoming than the same broadband pulse of  $N$  ko mainly on fundamental harmonics frequency is transmitted to transmission focus lay of specify by means of transducer array. In receipt of letter, band-pass filter mainly on fundamental harmonics frequency divides desired fundamental harmonics component substantially. Afterwards, Wall filter lasts for transmission of  $N$  time, and fundamental harmonics current sign is extracted. Fundamental harmonics current filter as shown in FIG. 3 can be composed in two column, the first column 54 extracts major component of fundamental harmonics component, the second column 56 suppresses fundamental harmonics component of stationary for parenchyma by field passage wall filter high.

[0020]

Fundamental harmonics current filter is embodied with fir filter 48 shown in FIG. 2. One set of filter coefficient  $c_0, c_1$ , that  $M$  tap fir filter 48 passes major component of fundamental harmonics frequency in input signal. It is chosen  $c_{M-1}$  ga. Furthermore, When each output signal of fir filter on transmission focus lay of data is added, if fundamental harmonics sign may leave high-pass filter ring between transmission fire ring,  $a_0, a_1$ . Wall filter weight having  $a_{N-1}$  de is chosen. Added sign is next, and it is processed B mode to be conventional. In other words, Disposal of envelope curve detection, logarithm compression is done.

[0021]

According to the above-mentioned preferred arrangement of the present invention, a B mode current picture is superimposed in on a conventional normal B mode picture. By this, A diagnosis engineer gets possible to observe a hemal flow as against a known anatomical landmark in the case of medical diagnosis. This B mode picture feedthrough is achieved by making one of wall filter weight precess. By way of example only, Only weight  $a_0$  dosage alpha on the first fire ring can make precess so that it is shown in flow chart of FIG. 3. By a B mode picture feedthrough, a current picture can be superimposed on a conventional conventional B mode picture by reason of designation. In this substitute, A current picture is made collar, and it may be superimposed on a conventional B mode picture by reason of designation.

[0022]

Made contrast medium is poured within blood by a gas charge microbabble, and, according to a preferred aspect according to a thing of the present invention, it acts on as marker for imaging to do blood stream. The same pulse is transmitted to specific transmission focus lay in fire ring of plural time in succession. When it is described to be concrete, Pulse of  $N$  ko having center frequency  $f_0$  o is transmitted to each transmission focus lay. In receipt of letter, band-pass filter mainly on harmonic (higher harmonic or a dull wave) frequency divides desired harmonic (higher harmonic or a dull wave) component substantially. Subsequently, Wall filter extracts harmonic (higher harmonic or a dull wave) current sign about transmission of  $N$  time. Harmonic (higher harmonic or a dull wave) current filter can be composed in two column so that is shown in FIG. 4, the first column 58 extracts major component of harmonic (higher harmonic or a dull wave) component, the second column 57 suppresses harmonic (higher harmonic or a dull wave) component of stationary for parenchyma by field passage wall filter high. According to preferred arrangement on this harmonic (higher harmonic or a dull wave), both filter

stages are embodied with fir filter 48 shown in FIG. 2. One set of harmonic (higher harmonic or a dull wave) filter coefficient  $c_0, c_1$ , that M tap fir filter 48 passes major component of desired harmonic (higher harmonic or a dull wave) frequency in input signal. It is chosen  $c_{M-1}$  ga. When there is  $f_0$  de transmitted center frequency, when k 2 is assumed the above-mentioned integer, is occurred  $kf_0$  no higher harmonic by nonlinear characteristics of fabric / contrast medium. In addition, It is occurred dull wave of frequency  $f_0/k$  by destruction of a babble of contrast medium. When is shown in FIG. 4, output signal of adder 50 takes in time substantially, and it is configured only in the higher harmonic (or dull wave) sign which varies from to (the reflector which in other words move). With preferred arrangement, It is done the second higher harmonic sign imaging. This is achieved using normal B mode transmission sequence becoming than plural the same pulse, but, a transmit signal is done in conventional twist narrow-band, and what is fitted in bandwidth of the second higher harmonic and transducer is requirement. In deformation of embodiment of harmonic (higher harmonic or a dull wave) imaging, a harmonic feedthrough can be established without along with a B mode feedthrough or B mode feedthrough. FIG. 5 shows harmonic and both feedthroughs of a B mode (non-current) picture. Between our one of transmission fire ring plural a B mode picture feedthrough, harmonic (higher harmonic or a dull wave) filter stage 60 or filter coefficient  $c_0, c_1$ , of division of fir filter 48. Only quantity of  $c_{M-1}$  o beta makes precess, and it is achieved by filter passing B mode signal of fundamental harmonics. Because, by a B mode feedthrough, some normal B mode pictures can pass, it is to the thing which a displayed picture drifts to harmonic on a conventional B mode picture, and superimposed a picture in. Then, The picture feature which a normal B mode picture fits for a scholar of ultrasonic-examination, and can recognize seems to be provided, and it acts on.

[0023]

A harmonic feedthrough does the same thing, but, instead of a B mode (fundamental harmonics) picture or point passing harmonic images as well as it is different. What can be carried out about the case that it is difficult that a harmonic picture does imaging still than normal B mode better is demonstrated. A harmonic feedthrough, wall filter weight  $a_0, a_1$ . It is achieved by making a  $N-1$  no one precess. By way of example only, Only the first namely weight  $a_0$  o dosage alpha on the first transmission fire ring can make precess so that it is shown in FIG. 5. FIG. 5 shows harmonic between *things* of the same transmission fire ring and a B mode feedthrough, but, what can be achieved in harmonic and the fire ring which a B mode feedthrough is different in will be understood.

[0024]

Band-pass filter ring and the B mode which employed wall filtering flowed, and simulation did imaging system about transmission of =2 times N with the use of wall filter weight  $a_0=1$  and  $a_1=-1$ . When,

FIG. 6, wall filter weight is

[1,-1], it is accompanied, and answer of wall filter is shown as a function of normalization frequency. Simulation was done about transmission of in the system and =4 times N with the use of weight  $a_0=1, a_1=1, a_2=-1$  and it shimyuresyonshi about transmission of =4 times N with the use of a  $a_3=-1$  (FIG. 7 reference) (FIG. 7 reference) and weight  $a_0=1, a_1=-1, a_2=-1$  and  $a_3=1$  (cf. FIG. 8). When FIG. 6 - wall filter expressed by means of 8 is coupled with fundamental harmonics or a harmonic (higher harmonic or a dull wave) band-pass filter ring, high-pass filter ring seems to do fundamental harmonics or harmonic (higher harmonic or a dull wave) sign, and it acts on. The wall filter weight acts on to remove low rate signal corresponding to comparatively slow motion. By this, Fundamental harmonics or nonsteady component of a harmonic (higher harmonic or a dull wave) signal gets possible to be made vision. This technique can employ without or employing using contrast medium so that imaging does a hemal flow in B mode. As substitute example, transmission of =3 times N and next weight weight  $a_0=-0.5, a_1=1$  and  $a_2=-0.5$  may be used in system.

[0025]



As for the period between *things* of each of transmission of N time, a user is controllable per one focus lay to determine wall filter cutoff frequency. When period between *things* of each of transmission of N time to being located is lengthened, cutoff frequency goes low specific transmission focus, and susceptibility as opposed to current of low speed (gain) becomes high. Only specific preferred feature of the present invention was illustrated, and it was explained, but, a person skilled in the art may do various kinds of alteration and deformation. Therefore, As for all such alteration which are not deviated from and the transformation, it wants to be understood what is included by claims by true mind of the present invention.

---

## [BRIEF DESCRIPTION OF DRAWINGS]

### [FIG. 1]

It is block diagram of conventional B mode scanning ultrasonic system system.

### [FIG. 2]

It is block diagram of scanning ultrasonic system system in conformity to preferred arrangement of the present invention.

### [FIG. 3]

B mode having a B mode feedthrough in conformity to preferred arrangement of the present invention (fundamental harmonics) is flow chart it drifts, and to show filtering in.

### [FIG. 4]

Harmonic having a B mode feedthrough in conformity to preferred arrangement according to a *thing* of the present invention (higher harmonic or a dull wave) is flow chart it drifts, and to show filtering in.

### [FIG. 5]

It is flow chart B mode in conformity to more another preferred arrangement of the present invention and harmonic having a harmonic feedthrough (higher harmonic or a dull wave) drift, and to show filtering in.

### [FIG. 6]

It is number of transmission fire ring  $N=2$  and when wall filter weight is  $[1, -1]$ , it is graph it is accompanied, and to show wall filter output signal in as a function of throw time normalization frequency (if appropriate pulse repeat distance is given in the wall filter which disclosed here, it is interior, and sign enters general in 0 or more 0.2 normalization frequency range).

### [FIG. 7]

It is number of transmission fire ring  $N=4$  and when wall filter weight is  $[1, 1, -1, -1]$ , it is graph it is accompanied, and to show wall filter output signal in as a function of throw time normalization frequency

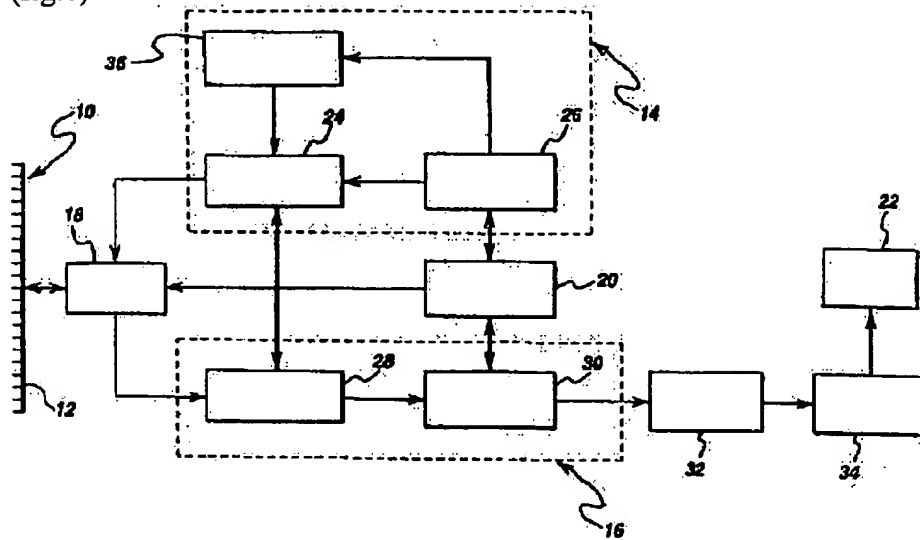
### [FIG. 8]

It is number of transmission fire ring  $N=4$  and when a wall filter weight charge account is  $[1, -1, -1, 1]$ , it is graph it is accompanied, and to show wall filter output signal in as a function of throw time normalization frequency

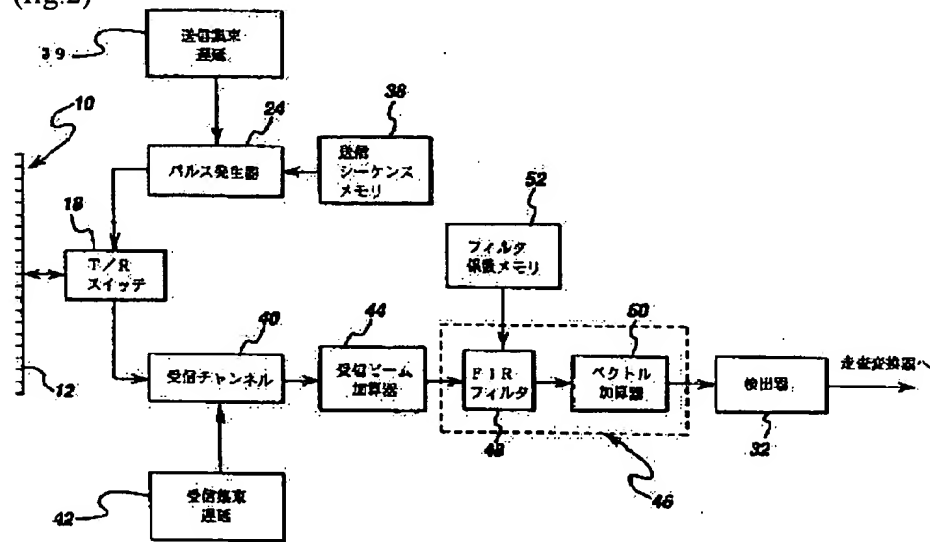
## [DENOTATION OF REFERENCE NUMERALS]

10 Transducer array 12 A transducer element 14 Transmitter 16 A receiver 18 Transmission and reception changeover switch 20 A main controller unit 22 A display monitor 24 A pulse generator 26 Transmission beam former 28 Time gain control amplifier 30 Receipt of letter beam former 32 Detecting element 34 A scan converter 36 *apodaizesyon* evolution circuit 38 Transmission sequence memory 39 Delay between transmission focusing coil time 40 Receipt of letter channel 42 Delay between receipt of letter focusing coil time 44 Receipt of letter beam adder 46 Wall filter 48 Fir filter 50 Vector adder 52 Filter coefficient memory

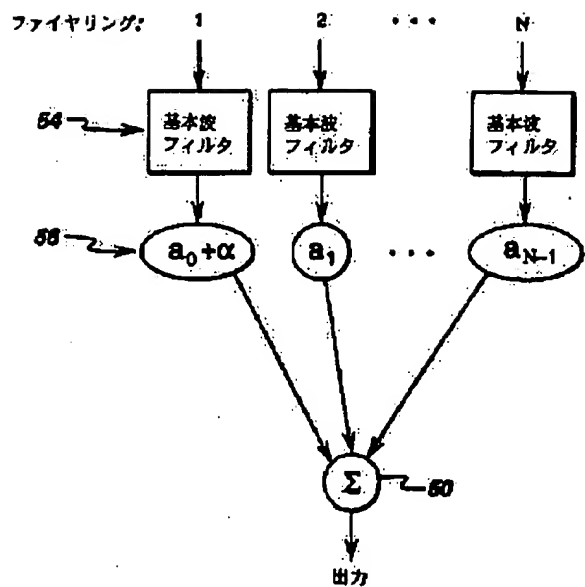
(fig.1)



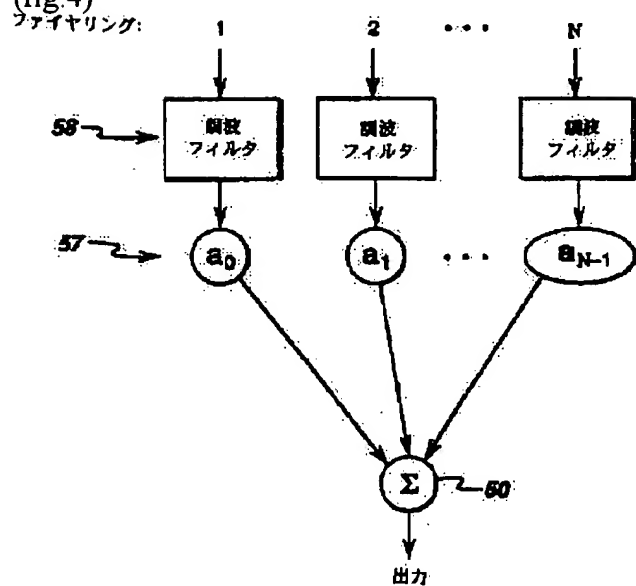
(fig.2)



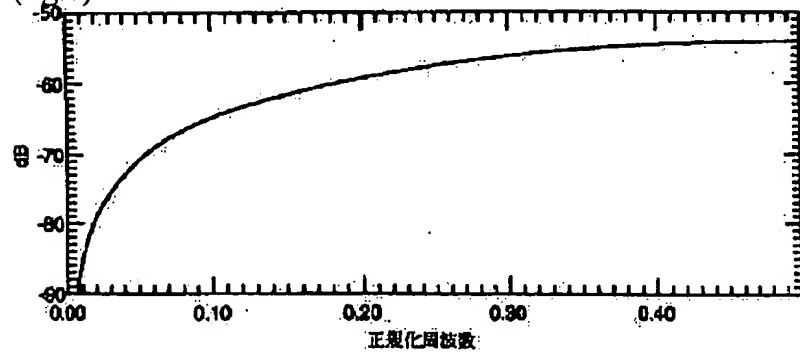
(fig.3)



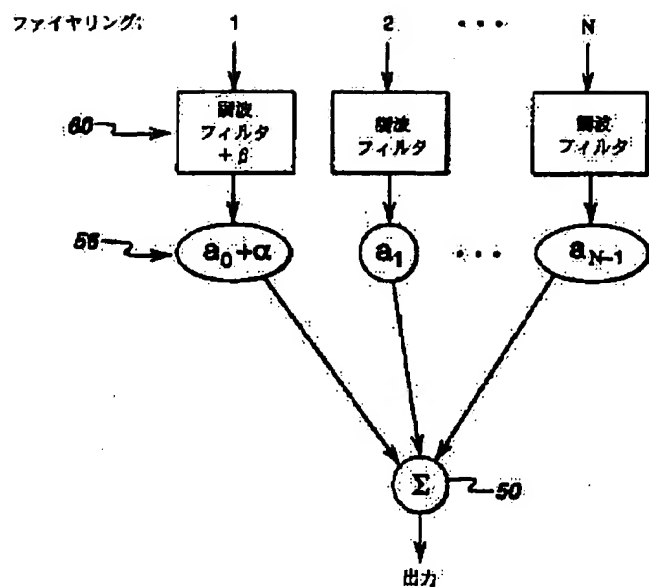
(fig. 4)



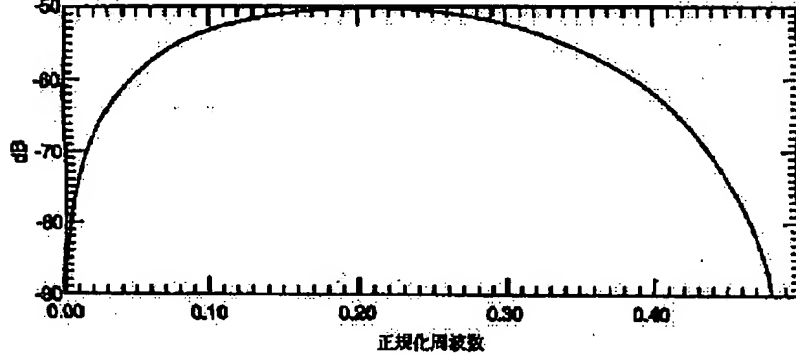
(fig. 6)



(fig. 5)



(fig 7)



(fig 8)

